

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-66340

(P2005-66340A)

(43) 公開日 平成17年3月17日(2005.3.17)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 5/055

G01R 33/34

F I

A61B 5/05

355

A61B 5/05

390

G01N 24/04

520A

テーマコード (参考)

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-238979 (P2004-238979)
 (22) 出願日 平成16年8月19日 (2004.8.19)
 (31) 優先権主張番号 10/604,832
 (32) 優先日 平成15年8月20日 (2003.8.20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

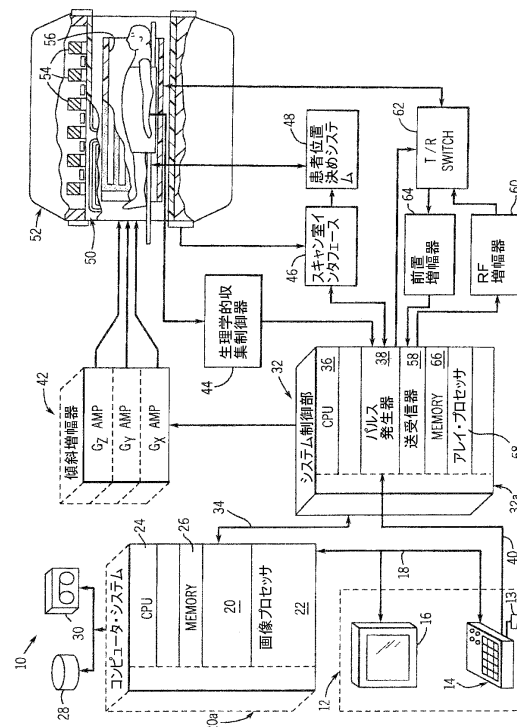
(54) 【発明の名称】 MR分光法のアーチファクト低減及びカバー範囲改善のためのシステム及び方法

(57) 【要約】

【課題】磁場の歪み及びスペクトル分解能の劣化なしに腔内プローブを使用できるMRSのシステム及び方法を提供する。

【解決手段】対象内へのRFコイル(79)の挿入を要するようなMR画像の収集では、内部関心領域(72)に関するMRデータを収集するために腔内コイル・アセンブリ、すなわちプローブ(70)が利用される。この腔内プローブ(70)は、MRデータを受信するためのRFコイル(79)と、RFコイル(79)を囲繞しているハウジング(78)とを含んでいる。ハウジング(79)の内部には、対象への挿入後に均一性増強材料を配置可能としている。均一性増強流体及びRFコイル(79)をハウジング(78)の内部に配置させているため、RFコイル(79)と対象の間の空気・組織の界面に起因する不均一性が軽減される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴 (MR) イメージングにおける均一性を改善させたプローブ (70) であって、
MR データを受信するための RF コイル (79) と、
前記 RF コイル (79) を囲繞しており、かつ撮像対象内に挿入するように製作されている折りたたみ式ハウジング (78) と、
前記折りたたみ式ハウジング (78) の内部に配置可能な均一性増強材料と、
を備えるプローブ (70)。

【請求項 2】

前記均一性増強材料が前記対象と同様の透磁率を有している、請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【請求項 3】

前記折りたたみ式ハウジング (78) は、均一性増強材料によって伸張させた場合にそうでない場合と比べて前記対象のより広いエリアから前記 RF コイル (79) が MR データを受信できるようにさせるための伸張可能膜 (78) である、請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【請求項 4】

前記均一性増強材料がゲルと液体のうちの一方を含む、請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【請求項 5】

前記均一性増強材料が水と同様の透磁率を有する材料を含む、請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【請求項 6】

前記均一性増強材料がパーフルオロカーボン材料を含む、請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【請求項 7】

前記均一性増強材料は、撮像対象内に挿入された後に前記折りたたみ式ハウジング (78) を伸張させている、請求項 3 に記載のプローブ (70)。

【請求項 8】

前記折りたたみ式ハウジング (78) が気体を排除して製作されている、請求項 7 に記載のプローブ (70)。

【請求項 9】

直腸内プローブ (70) として形成されている請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【請求項 10】

前記均一性増強流体によって膨張させた場合に前記撮像対象の内部に RF コイル (79) を確保する膨張可能なリテナ (80) をさらに備える請求項 1 に記載のプローブ (70)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には磁気共鳴 (MR) イメージングに関し、さらに詳細には、対象に関する改良型の MR 画像を再構成できるように均一性増強材料と一緒にハウジング内に埋め込まれておりかつ患者の内部に挿入可能とした RF コイルに関する。具体的には、アーチファクトを減少させかつカバー範囲を改善させた MR 画像を再構成することができる。

【背景技術】

【0002】

人体組織などの物質を均一な磁場 (偏向磁場 B_0) にかけると、組織中のスピンの個々の磁気モーメントはこの偏向磁場と整列しようとして、この周りをラーモアの特性周波数によってランダムな位相で歳差運動することになる。この物質や組織に、 $x-y$ 平面内に

10

20

30

40

50

ありラーモア周波数に近い周波数をもつ磁場（励起磁場 B_1 ）がかけられると、正味の整列モーメント（すなわち、「縦方向磁化」） M_z は、 $x - y$ 平面内に来るように回転させられ（すなわち、「傾けられ（*tilted*）」）、正味の横方向磁気モーメント M_x が生成される。励起信号 B_1 を停止させた後、励起したスピンにより信号が放出され、さらにこの信号を受信し処理して画像を形成することができる。

【0003】

これらの信号を用いて画像を作成する際には、磁場傾斜（ G_x 、 G_y 及び G_z ）が利用される。典型的には、撮像しようとする領域は、使用する具体的な位置特定方法に従ってこれらの傾斜を変更させている一連の計測サイクルによりスキャンを受ける。結果として得られる受信 NMR 信号の組はデジタル化されかつ処理され、よく知られている多くの再構成技法のうちの 1 つを用いて画像が再構成される。 10

【0004】

一般的な MR 技法の 1 つに MR 分光法（MRS）がある。磁気共鳴分光法は、関心対象ボリウム内に位置する個々の化合物を決定するためにインピボで使用することができる。MRS の基礎となる原理は、任意の外部磁場から原子核を若干シールドしているような電子の雲に原子核が囲まれていることにある。電子雲の構造は個々の分子または化合物に特異的であるため、この遮蔽効果の大きさも個々の原子核の化学的環境に特徴的である。原子核の共鳴周波数はその受けている磁場に比例するため、共鳴周波数は外部から印加した磁場によるだけでなく、電子雲が発生させるこの僅かな磁場シフトによっても決定されることがあり得る。通常は主たる周波数に対する「百万分率」（ppm）で表現される 20 この化学シフトの検出は、主磁場 B_0 に関して高いレベルの均一性を要求する。

【0005】

磁気共鳴分光法は、様々な疾病や疾患の診断及び予後において特に有用である。例えば、MRS は、がんの診断及び予後のためのツールとして一般に利用されている。一例として、前立腺がんに関する検査の際には、対象内部で前立腺のごく近傍に MR 装置の RF コイルを挿入するために直腸内コイルが利用される。RF コイルを関心対象部位のごく近傍に配置させることによって、その信号対ノイズ比（SNR）及び画像分解能が改善される。

【0006】

コイルを関心対象部位のごく近傍に確保しかつ RF コイルが MR データを受信できるエリアをより広くするために、RF コイルは膨張可能なハウジング内に配置されている。RF コイルを適所に位置させた後、この膨張可能ハウジングと膨張可能リテナとを空気を用いて膨張させ、これによってその関心対象部位に当たるようにそのコイル位置が確保されると共に、この関心対象部位内に撮像境界が生成される。 30

【0007】

しかし、RF コイルを空気ボリウムによって圍繞することによって、その撮像が組織・空気の界面によるマイナスの影響を受けることがある。すなわち、患者を通過した磁束が空気ボリウムに出合うと、患者の組織や水との相互作用とは違った反応を示す。その結果、磁束はその方向が変化し、均一性にマイナスの影響を及ぼすことがあり得る。具体的には、空気・組織の界面によって B_0 磁場が歪められ、空気・組織の界面を構成している関心対象部位のスペクトル分解能を劣化させることがあり得る。これら磁化率によって引き起こされる問題は、そのがん組織の概ね 70% が空気・組織の界面に沿って発現するような前立腺がんの診断では特に望ましくない。 40

【0008】

これらの磁化率によって引き起こされる問題を軽減させるには、空気・組織の界面が回避されるようにしてシム調整エリアを画定させる。このため、空気・組織の界面による B_0 磁場の歪みやスペクトル分解能の劣化が回避される。しかし、シム調整エリアはボックス状に画定されるが、関心対象部位はボックス状でないことが一般的であるために、関心対象部位のうちシム調整エリアの外部にあたる部分が失われることになる。したがって、がんの診断の際にがん組織の多くの部分がそのシム調整エリアの外部に位置することがあ 50

るために、この解決法でもやはり問題である。例えば、この解決法は、がん組織の概ね 70 % が空気・組織の界面に沿って発現する（したがって、シム調整エリアの外部に来る）ような前立腺がんの診断において特に不適当となる。

【0009】

したがって、膨張を必要とするような腔内プローブを利用して MRS を実施すると、その空気・組織の界面のために、MRS スキャンから取得する情報を失わせたり、あるいは歪ませたりすることがあり得る。このため、画像を再構成するときに、医学的診断に最も重要な情報が失なわれることや、解読できないことがある。特にがんなどの疾病の診断に関しては、情報が失なわれたり解読できないことは厳しい結果を生じることになり得る。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

したがって、空気・組織の界面によって B_0 磁場を歪みませたり関心対象部位のスペクトル分解能を劣化させることなく、またシム調整エリアを小さくして撮像エリアを限定することなしに腔内プローブを使用できる MRS のシステム及び方法があることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、空気・組織の界面を排除するために RF コイル・アセンブリの少なくとも一部分を均一性増強流体で満たすことによって上述の欠点を克服している、磁場の均一性を改善させたシステム及び方法を提供する。均一性増強流体及び RF コイルをハウジング内に配置させているため、空気をを用いてハウジングを膨張させることに起因する空気・組織の界面が小さくなる。本発明は、腔内プローブを患者内に挿入することによって関心領域の MR データを収集するための腔内コイル・アセンブリ（すなわち、プローブ）において特に有用である。しかし、本発明によって実現される利点は、磁化率によって引き起こされる磁場の不均一性に対する対処を要するような別の解剖領域向けのその他のコイルに組み込むこともできる。

【0012】

したがって、本発明の一態様では、MR データを受信するための RF コイルと、撮像対象内に挿入可能な RF コイルを囲繞している折りたたみ式ハウジング（collapsible housing）と、を含むような、MR イメージングにおける均一性を改善させたプローブを開示する。折りたたみ式ハウジングには、こうした挿入後に均一性増強材料を満たしている。

【0013】

本発明の別の態様では、偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルと、RF 送受信器システムと、RF 信号を送信するようにパルスモジュールにより制御を受けている RF スイッチと、内部 MR 画像収集向けに構成されると共に MR 画像を収集するように伸張可能なハウジング内部に配置された少なくとも 1 つの RF コイルを有する RF コイル・アセンブリと、を含むような MR イメージング装置を開示する。内部 MR 画像収集中の均一性を改善させるために、このハウジング内には均一性増強流体を配置させている。

【0014】

本発明のまた別の態様では、均一性を改善させた MR イメージング・デバイスを使用する方法であって、撮像対象内に挿入可能な RF コイルをハウジング内に位置決めすること、並びにこのハウジングを均一性増強材料で満たすこと、を含む方法を開示している。

【0015】

本発明のさらに別の態様では、柔軟なハウジング内に配置した RF コイルを含むような、均一性を改善させた MR イメージング・デバイス向けのキットを開示している。このハウジングはさらに、撮像対象の内部に挿入できるように構成されている。撮像対象内への挿入後に均一性増強材料を供給し、ハウジングを満たして伸張させている。

【0016】

10

20

30

40

50

本発明に関する別の様々な特徴、目的及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

図面では、本発明を実施するために目下のところ企図されている好ましい実施の一形態を図示している。

【0018】

図1を参照すると、本発明を組み込んでいる好ましい磁気共鳴イメージング(MRI)システム10の主要コンポーネントを表している。このシステムの動作は、キーボードその他の入力デバイス13、制御パネル14及び表示スクリーン16を含むオペレータ・コンソール12から制御を受けている。コンソール12は、オペレータが画像の作成及び表示スクリーン16上への画像表示を制御できるようにする独立のコンピュータ・システム20と、リンク18を介して連絡している。コンピュータ・システム20は、バックプレーン20aを介して互いに連絡している多くのモジュールを含んでいる。これらのモジュールには、画像プロセッサ・モジュール22、CPUモジュール24、並びに当技術分野でフレーム・バッファとして知られている画像データ・アレイを記憶するためのメモリ・モジュール26が含まれる。コンピュータ・システム20は、画像データ及びプログラムを記憶するためにディスク記憶装置28及びテープ駆動装置30とリンクしており、さらに高速シリアル・リンク34を介して独立のシステム制御部32と連絡している。入力デバイス13は、マウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチ作動スクリーン、光学読取り棒、音声制御器、あるいは同様な任意の入力デバイスや同等の入力デバイスを含むことができ、また入力デバイス13は対話式の幾何学的指定をするために使用することができる。

10

20

【0019】

システム制御部32は、バックプレーン32aにより互いに接続させたモジュールの組を含んでいる。これらのモジュールには、CPUモジュール36や、シリアル・リンク40を介してオペレータ・コンソール12に接続させたパルス発生器モジュール38が含まれる。システム制御部32は、実行すべきスキャンシーケンスを指示するオペレータからのコマンドをリンク40を介して受け取っている。パルス発生器モジュール38は、各システム・コンポーネントを動作させて所望のスキャンシーケンスを実行させ、発生させるRFパルスのタイミング、強度及び形状、並びにデータ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを発生させている。パルス発生器モジュール38は、スキャン中に発生させる傾斜パルスのタイミング及び形状を指示するために一組の傾斜増幅器42と接続させている。パルス発生装置モジュール38はさらに、生理学的収集制御器44から患者データを受け取ることができ、この生理学的収集制御器44は、患者に装着した電極からのECG信号など患者に接続した異なる多数のセンサからの信号を受け取っている。また最終的には、パルス発生器モジュール38はスキャン室インタフェース回路46と接続させており、スキャン室インタフェース回路46はさらに、患者及びマグネット系の状態に関連付けした様々なセンサからの信号を受け取っている。このスキャン室インタフェース回路46を介して、患者位置決めシステム48はスキャンのために患者を所望の位置に移動させるコマンドを受け取っている。

30

40

【0020】

パルス発生器モジュール38が発生させる傾斜波形は、 G_x 増幅器、 G_y 増幅器及び G_z 増幅器を有する傾斜増幅器システム42に加えられる。各傾斜増幅器は、収集した信号の空間エンコードに使用する磁場傾斜を生成させるように指定された傾斜コイル・アセンブリ50内の物理的に対応する傾斜コイルを励起させている。傾斜磁場コイル・アセンブリ50は、偏向用マグネット54及び全身用RFコイル56を含んでいるマグネット・アセンブリ52の一部を形成している。システム制御部32内の送受信器モジュール58は、RF増幅器60により増幅を受け送信/受信スイッチ62によりRFコイル56に結合されるようなパルスを発生させている。患者内の励起された原子核が放出して得た信号は、

50

同じRFコイル56により検知し、送信/受信スイッチ62を介して前置増幅器64に結合させることができる。増幅したMR信号は、送受信器58の受信器部分で復調され、フィルタ処理され、さらにデジタル化される。送信/受信スイッチ62は、パルス発生器モジュール38からの信号により制御し、送信モードではRF増幅器60をコイル56と電氣的に接続させ、受信モードではコイル56を前置増幅器64と接続させている。送信/受信スイッチ62によりさらに、送信モードと受信モードのいずれに関しても同じ単独のRFコイル(例えば、表面コイル)を使用することが可能となる。

【0021】

RFコイル56により取り込まれたMR信号は送受信器モジュール58によりデジタル化され、システム制御部32内のメモリ・モジュール66に転送される。未処理のk空間データのアレイをメモリ・モジュール66内に収集し終わると1回のスキャンが完了となる。この未処理のk空間データは、各画像を再構成させるように別々のk空間データ・アレイの形に配置し直しており、これらの各々は、データをフーリエ変換して画像データのアレイにするように動作するアレイ・プロセッサ68に入力される。この画像データはシリアル・リンク34を介してコンピュータ・システム20に送られ、コンピュータ・システム20において画像データはディスク記憶装置28内などの記憶装置内に格納される。この画像データは、オペレータ・コンソール12から受け取ったコマンドに応じて、テープ駆動装置30上などの長期記憶内にアーカイブしたり、画像プロセッサ22によりさらに処理してオペレータ・コンソール12に伝達しディスプレイ16上に表示させたりすることができる。

【0022】

本発明は、上で言及したMRシステムやMRデータを取得するための同様のまたは等価な任意のシステムと共に使用するのに適したシステム及び方法を含む。プロトンMRSは上で言及したMRシステム上で実現することができ、これをインビボで使用するによって多くの代謝産物に関して濃度を計測することができる。前立腺がんや子宮頸がんなどの多数の病変(ただし、様々ながんのみに限らない)に関連するMRS検査を実行するためには、典型的には、高磁場の磁気共鳴スキャナ(1.5T以上)が使用される。

【0023】

図2を参照すると、挿入可能な腔内プローブ70を表している。この挿入可能な腔内プローブ70は、ヒトの前立腺72に動作可能にはめ込めるように表している。しかし、このヒトの前立腺72の検査への本発明の適用は単に例示を目的としたものであり、ヒトであるか別のものであるかによらず複数の任意の物質の撮像に対する本発明の適用性を限定しようとするものではない。具体的には、本発明は、開口内へのRFコイルの挿入を要するような任意の物質に関するMR撮像と一緒に利用することができるように企図している。例えば本発明は、その撮像が直腸、膣、口腔または任意の開口部、あるいは外科的切開部の中へのRFコイルの挿入を必要とする場合に利用することができる。

【0024】

この挿入可能な腔内プローブ70は、MRデータの受信が可能な1つのMRIまたはNMRI受信デバイスである。この挿入可能な腔内プローブ70は、MR撮像のためにRF励起を送り込むことができる。プローブ70は、伸張可能な膜であることが好ましい折りたたみ式ハウジング78までハンドル76から延びる中空のシャフト74を含んでいる。MR用RFコイル79は、この伸張可能な膜78内に配置させる。プローブ70の内部に封入したRFコイルは、図1に示すタイプのMRIイメージング・システムと電氣的に接続させている。さらに図2を参照すると、このハンドル76は、前立腺72の近傍の撮像域内に伸張可能な膜78を正確に位置決めする手段を提供している。リテナ80は、RFコイルを挿入し位置決めした後でプローブが動かないように確保するために設けている。このリテナ80は中実であるか、伸張可能な膜78と一緒に膨張できることが企図される(これについては、以下で説明することにする)。

【0025】

RFコイルが前立腺72の近傍域内に来るようにしてプローブ70を位置決めし終えた

後、シリンジ 8 2 や電子制御式ポンプ 8 4 などのリザーバから均一性増強材料を伸張可能膜 7 8 まで汲み上げる。具体的には、プローブ 7 0 は、シリンジ 8 2 のノズル 8 8 または電子制御式ポンプ 8 4 の排出口 9 0 と動作可能にはめ合わせるように構成した接続器 8 6 によってポンプと接続されている。接続が終わると、均一性増強材料は供給チューブ 9 2 を通って中空のシャフト 7 4 まで汲み入れられる。均一性増強材料は、中空のシャフト 7 4 に沿って押し出され、伸張可能膜 7 8 内に入る。このため伸張可能膜 7 8 が膨張し、これにより伸張可能膜は前立腺 7 2 の一部の周りに押しつけられる。したがって、伸張可能膜 7 8 の内部に配置した R F コイルは、前立腺 7 2 の理想的な近傍域内に位置決めされる。伸張可能膜 7 8 は前立腺 7 2 と接触し、前立腺 7 2 の周りに押しつけられる。この結果、より広い撮像エリアが得られる。さらに、リテナ 8 0 が膨張可能である場合、均一性増強材料はさらに、伸張可能膜 7 8 と一緒にリテナ 8 0 を膨張させるためにも利用することができる。

10

【0026】

プローブ 7 0 を介して均一性増強材料を伸張可能膜 7 8 まで選択的に汲み上げることによって、様々なコイルを必要とせず、幾つかの異なる解剖領域を撮像することができる。シリンジ 8 2 は、伸張可能膜 7 8 の膨張の手動制御を可能にしている。他方、電子制御式ポンプ 8 4 は、十分な膨張が検知されるまで伸張可能膜を自動的に膨張させるように構成することができる。さらに、均一性を増強させる位置並びに程度は、単に伸張可能膜 7 8 内に汲み入れられる均一性増強材料の量と均一性増強材料の比濃度 (specific concentration) とを制御することによって制御することができる。電子制御式ポンプ 8 4 を使用している場合、電子制御式ポンプ 8 4 はフィードバックに応答して均一性増強の程度を自動的に増加させることができる。

20

【0027】

好ましい実施の一形態では、その均一性増強材料はフルオロカーボンである。フルオロカーボンは、人体組織の透磁率と同様の透磁率特性を有しており、かつ磁場の不均一性の防止に極めて有効である。具体的には、水素欠乏性のフルオロカーボンは、人体組織の磁化率と同様の磁化率特性を有しており、また水素含有量が少ないため M R 画像に対してまったく信号を与えることがない。

【0028】

F C - 7 7 などのパーフルオロカーボンは、その電気抵抗率が低くかつその誘電率が低いことによって R F コイルの動作性能に影響を及ぼすことなく伸張可能膜 7 8 内に材料を配置できるため、伸張可能膜内での配置に特によく適している。F C - 8 7、F C - 7 2、F C - 8 4、F C - 3 2 8 3、F C - 4 0、F C - 4 3 及び F C - 7 0 など他の多くのパーフルオロカーボンも利用することができる。好ましい実施の一形態では、パーフルオロカーボンは、液体とゲルのいずれかの形態としている。関心対象部位の周りで伸張可能膜を伸張させるためにはパーフルオロカーボンを伸張可能膜 7 8 内に汲み入れており、したがって伸張可能膜を空気を介して膨張させる必要がない。このため、空気・組織の界面が排除される。これらの化合物はさらに、血液の人工的な代用物として利用されており、またこれらの化合物は無害である、すなわち漏れたとしても安全である。

30

【0029】

これらのパーフルオロカーボンの特性は、R F コイル上のホットスポット (高温のエリア) を冷却する役割もできるようにしている。このため、均一性増強材料はヒートシンクの役割をすることができ、これによってより広いエリアにわたってコイルからの熱を吸収してこの熱を放散させることができる。こうした熱の放散は、そのプローブ 7 0 が直腸内プローブである場合など、プローブ 7 0 を患者の内部に配置させる場合に特に重要となることがある。

40

【0030】

上述した発明は、M R イメージングにおける均一性を改善させたプローブの形で具現化されることが企図される。このプローブは、M R データを受信するための R F コイルと、R F コイルを囲繞していると共に撮像対象内に挿入可能であるようなハウジングと、この

50

ハウジングの内部に配置可能な均一性増強材料と、を含んでいる。

【 0 0 3 1 】

上述の発明はMRイメージング装置を用いて具現化できることが企図される。このMRイメージング装置は、偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルと、RF送受信器システムと、RF信号を送信するようにパルスモジュールにより制御を受けているRFスイッチと、を含んでいる。RFコイル・アセンブリは、内部MR画像収集向けに構成されており、かつMR画像を収集するように伸張可能なハウジング内部に配置された少なくとも1つのRFコイルを有している。内部MR画像収集中の均一性を改善させるために、伸張可能ハウジングを伸張させるように均一性増強流体が供給される。

10

【 0 0 3 2 】

さらに、上述の発明は、RFコイルをハウジング内部に位置決めすることを含む、均一性を改善させたMRイメージング・デバイスを使用する方法として具現化できることが企図される。このハウジングは、撮像対象（検査対象）の内部に挿入することが可能である。さらに、この方法はハウジングを均一性増強材料で満たすことを含む。

【 0 0 3 3 】

さらに、均一性を改善させたMRイメージング・デバイスを有するようなキットも企図される。このキットは柔軟なハウジング内に配置したRFコイルを含んでいる。このハウジングはさらに、撮像対象の内部に挿入できるように構成されている。撮像対象内への挿入後に均一性増強材料を供給し、ハウジングを満たして伸張させている。

20

【 0 0 3 4 】

本発明を好ましい実施形態について記載してきたが、明示的に記述した以外に等価、代替及び修正が可能であり、これらも添付の特許請求の範囲の域内にあることを理解されたい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 5 】

【 図 1 】 本発明と共に使用するMRイメージング・システムの概要ブロック図である。

【 図 2 】 本発明による挿入可能な腔内プローブ及び付属の汲み上げ手段の斜視図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 6 】

30

1 0 磁気共鳴イメージング（MRI）システム

1 2 オペレータ・コンソール

1 3 入力デバイス

1 4 制御パネル

1 6 表示スクリーン

1 8 リンク

2 0 コンピュータ・システム

2 0 a バックプレーン

2 2 画像プロセッサ・モジュール

2 4 CPUモジュール

40

2 6 メモリ・モジュール

2 8 ディスク記憶装置

3 0 テープ駆動装置

3 2 システム制御部

3 2 a バックプレーン

3 4 高速シリアル・リンク

3 6 CPUモジュール

3 8 パルス発生器モジュール

4 0 シリアル・リンク

4 2 傾斜増幅器

50

4 4	生理学的収集制御器	
4 6	スキャン室インタフェース回路	
4 8	患者位置決めシステム	
5 0	傾斜磁場コイル・アセンブリ	
5 2	マグネット・アセンブリ	
5 4	偏向用マグネット	
5 6	R F コイル	
5 8	送受信器モジュール	
6 0	R F 増幅器	
6 2	送信 / 受信スイッチ	10
6 4	前置増幅器	
6 6	メモリ・モジュール	
6 8	アレイ・プロセッサ	
7 0	腔内プローブ	
7 2	前立腺	
7 4	シャフト	
7 6	ハンドル	
7 8	折りたたみ式ハウジング、伸張可能膜	
7 9	R F コイル	
8 0	リテナ	20
8 2	シリンジ	
8 4	電子制御式ポンプ	
8 6	接続器	
8 8	ノズル	
9 0	排出口	
9 2	供給チューブ	

フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 エドゥアルド・フィゲイレード

スペイン、0 2 3 4 1 - 0 1 0・サン・パウロ、5 2、テエレ・フランシスコ・ドリア・デ・アン
ドレード(番地なし)

(72)発明者 リカード・ベセラ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、グレイフォックス・シーティー、2 1 2 4番

(72)発明者 セイラン・シー・グクル

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、リンゼー・ウェイ、1 6 0 0番

Fターム(参考) 4C096 AA13 AA18 AA20 AB09 AB32 AB34 AC04 AD08 AD19 AD22

CA21 CC10 CC38 CC40 DD01 DD09 FC20